

**UJI KUALITAS BERKAS SINAR-X DAN SELISIH
LAPANGAN KOLIMASI PADA PESAWAT MAMMOGRAFI
ANALOG DAN DIGITAL**

**X-RAY BEAM QUALITY AND COLLIMATION FIELD
DIFFERENCE TEST FOR ANALOG AND DIGITAL
MAMMOGRAPHY**

**FITRIANI
H032172008**



**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2019**

**UJI KUALITAS BERKAS SINAR-X DAN SELISIH LAPANGAN
KOLIMASI PADA PESAWAT MAMMOGRAFI ANALOG DAN DIGITAL**

Tesis

Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh Gelar Magister

Program Studi

Fisika

Disusun dan diajukan oleh

FITRIANI

Kepada

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

UNIVERSITAS HASANUDDIN

MAKASSAR

2019

HALAMAN PENGESAHAN TESIS

**UJI KUALITAS BERKAS SINAR-X DAN SELISIH LAPANGAN
KOLIMASI PADA PESAWAT MAMMOGRAFI ANALOG DAN DIGITAL**

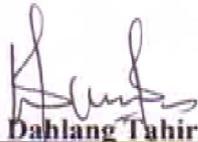
Disusun dan diajukan oleh

**FITRIANI
H032172008**

Telah dipertahankan di depan Panitia Ujian Tesis
Pada tanggal 09 Agustus 2019
Dan dinyatakan memenuhi syarat

Menyetujui
Komisi Penasehat,


Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc
Ketua


Prof. Dahlang Tahir, M.Si., Ph.D
Anggota

Ketua Program Studi
Magister Fisika


Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc

Dekan Fakultas MIPA
Universitas Hasanuddin


Dr. Eng. Amiruddin, M.Si

SURAT PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : FITRIANI
Nomor Pokok : H032172008
Program Studi : S2-FISIKA

Menyatakan dengan sebenarnya bahwa tesis yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya sendiri, bukan merupakan pengambil alihan tulisan atau pemikiran orang lain. Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan tesis ini hasil karya orang lain, saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, Agustus 2019
Yang menyatakan

FITRIANI

PRAKATA



Puji syukur penulis panjatkan kehadiran Allah Subhana Wata'ala yang telah melimpahkan rahmat, hidayah dan pertolongan-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis ini yang berjudul “**Uji Kualitas Berkas Sinar-X dan Selisih Lapangan Kolimasi pada Pesawat Mammografi Analog dan Digital**”. Shalawat dan salam senantiasa penulis kirimkan kepada baginda Rasulullah, Muhammad Shalallahu Alaihi Wasallam, keluarga, para sahabat dan para pengikutnya.

Dalam penyelesaian tesis penulis mengalami berbagai hambatan dan menyadari bahwa tesis ini masih jauh dari kesempurnaan, hal ini terjadi karena kelemahan dan keterbatasan yang dimiliki penulis. Alhamdulillah hambatan dapat teratasi tentu tidak lepas dari dukungan, bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak. Kewajiban penulis dengan segala kerendahan hati untuk menghaturkan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Orang tua tercinta Ayahanda **Abd. Latif** dan Ibunda **Nurmiah** yang tidak pernah putus berdoa di setiap nafasnya dan senantiasa memberikan dukungan, baik secara moril dan materil, semoga suatu saat nanti Ananda dapat membalas semua kebaikan yang diberikan.
2. Bapak **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc.**, selaku Ketua Prodi Magister Fisika FMIPA UNHAS sekaligus Pembimbing Utama yang telah banyak meluangkan waktunya untuk membimbing, mendukung, dan memberi saran-saran kepada penulis dalam menyelesaikan tesis ini.
3. Bapak **Prof. Dahlang Tahir, M.Si., Ph.D.**, selaku Pembimbing Pertama yang telah banyak meluangkan waktunya untuk membimbing, mendukung, memberi saran-saran, memberi arahan, dan petunjuk kepada penulis dalam menyelesaikan tesis ini.
4. Ibu **Dr. Sri Suryani, DEA.**, Bapak **Dr. Paulus Lobo Gareso, M.Sc.**, dan Bapak **Prof. Dr. rer-nat Wira B. Nurdin, M.Sc.**, sebagai tim Penguji tesis

fisika yang telah banyak memberikan masukan dan saran-saran demi kesempurnaan tesis ini.

5. Seluruh Bapak dan Ibu dosen Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam yang telah mendidik dan membagi ilmunya kepada penulis.
6. Seluruh staf TNR, staf akademik Departemen Fisika, dan staf Fakultas MIPA yang dengan senang hati membantu penulis dalam menyelesaikan urusan-urusan akademik.
7. Teman-teman Angkatan-III (2017-2) **Fakhriah Adam, Anwar Latif, Abdul Rahayuddin, dan Achmad Himawan** yang selalu sedia setiap saat membantu penulis.
8. Semua teman-teman angkatan 2016 dan 2017-1 yang tidak bisa saya sebutkan satu-satu, serta teman-teman Fisika Medik di BPFK **Kak Mulyadin** dan **Kak Mini**, terima kasih atas waktu dan bantuannya selama penulis menempuh studi.
9. Semua pihak yang membantu penulis baik secara langsung maupun tidak langsung dalam seluruh proses perkuliahan di Universitas Hasanuddin

Penulis menyadari bahwa tesis ini masih jauh dari kesempurnaan, untuk itu kritik dan saran yang bersifat membangun sangatlah diharapkan. Akhir kata penulis mengharapkan semoga penelitian ini dapat berguna dan bermanfaat bagi penulis dan pihak lain yang membutuhkan.

Makassar, Agustus 2019

Penulis

Firiani

ABSTRAK

FITRIANI. *Uji Kualitas Berkas Sinar-X dan Selisih Lapangan Kolimasi Pesawat Mammografi Analog dan Digital* (Dibimbing oleh Bualkar Abdullah dan Dahlang Tahir).

Mammografi adalah sebuah pesawat sinar-X yang digunakan untuk mendeteksi dan memeriksa penyakit kanker yang terdapat pada payudara. Penelitian ini bertujuan untuk menentukan uji kualitas berkas sinar-X dan selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi analog dan digital. Penentuan uji kualitas berkas sinar-X dilakukan dengan beberapa parameter uji diantaranya *error* akurasi tegangan, koefisien variasi (CV) pada uji reproduksibilitas, koefisien linearitas (CL), *half value layer* (HVL), dan *mean glandular dose* (MGD). Penentuan uji selisih lapangan kolimasi menggunakan parameter % SID cahaya dengan berkas sinar-X dan % SID berkas sinar-X dengan reseptor citra. Pengukuran menggunakan detektor dan pantom PMMA, proses eksposi dilakukan dengan cara meletakkan detector dan pantom PMMA diatas meja pemeriksaan pada jarak 4 cm dari tepi *chest wall*. Sedangkan pengukuran selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi analog dan digital menggunakan koin, proses eksposi dilakukan dengan menurunkan pedal kompresi. Secara statistik, hasil penelitian yang diperoleh pada tiap parameter dari uji kualitas berkas sinar-X dan selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi analog dan digital memiliki nilai korelasi dan *p value* yang sama yaitu $r = 0,866$ (korelasi sempurna) dan $p < 0,05$. Hal ini menyatakan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan setiap parameter tiap nilai dari tahun 2016 -2018. Uji kualitas berkas sinar-X dan selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi analog dan digital masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA dan BAPETEN.

Kata Kunci: Analog, kolimasi, digital, mammografi, sinar-X.

ABSTRACT

FITRIANI. *X-Ray Beam Quality and Collimation Field Difference Test for Analog and Digital Mammography* (Supervised by Bualkar Abdullah dan Dahlang Tahir).

Mammography is an X-ray used to detect and examine breast cancer. This study aims to determine X-ray beam quality and collimation field difference test for analog and digital mammography. Determination of X-ray beam quality test is carried out with several test parameters including voltage accuracy error, coefficient of variation (CV) on reproducibility test, coefficient of linearity (CL), half value layer (HVL), and mean glandular dose (MGD). Determination of the collimation field difference test uses parameters including the % SID light with X-ray beam and % SID X-ray beam with image receptor. Measurements using a detector and PMMA phantom, the exposure process is carried out by placing a detector and PMMA phantom on the examination table at a distance of 4 cm from the edge of the chest wall. While measurement of collimation field difference using coins, the exposure process is done by lowering the compression pedal. Statistically, the research results obtained for each parameter of the X-ray beam quality test and collimation field difference on analog and digital mammography have the same correlation and p value that is $r = 0.866$ (perfect correlation) and $p < 0,05$. This states that there are significant differences in each parameter for each value from 2016-2018. X-ray beam quality and the collimation field difference test from analog and digital mammography are still within the tolerance limits recommended by the IAEA and BAPETEN.

Keywords: Analog, collimation, digital, mammography, X-ray.

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PENGESAHAN TESIS	iii
SURAT PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	iv
PRAKATA	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xii
DAFTAR LAMPIRAN	xiii
BAB I PENDAHULUAN	1
I.1 Latar Belakang	1
I.2 Tujuan Penelitian	2
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	3
II.1 Sinar-X	3
II.1.1 Tabung Sinar-X	3
II.1.2 Sifat-Sifat Sinar-X	4
II.2 Pesawat Sinar-X	4
II.3 Mammografi	5
II.4 Prinsip Kerja Mammografi	6
II.5 Bagian-Bagian Pesawat Mammografi	7
II.6 Fantom Mammografi	7
II.7 <i>Half Value Layer</i> (HVL)	8
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	10
III.1 Waktu dan Tempat Penelitian	10
III.2 Alat dan Bahan	10
III.3 Prosedur Kerja	10

III.3.1 Uji kualitas berkas sinar-X	11
III.3.2 Uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi	14
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	17
IV.1 Mammografi Analog	17
IV.1.1 Hasil uji kualitas berkas sinar-X	17
IV.1.2 Hasil uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi	20
IV.2 Mammografi Digital	22
IV.2.1 Hasil uji kualitas berkas sinar-X	22
IV.2.2 Hasil uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi	24
BAB V PENUTUP	27
V.1 Kesimpulan	27
V.2 Saran	27
DAFTAR PUSTAKA	28
LAMPIRAN	32

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar II.1 Tabung sinar-X	4
Gambar II.2 Pesawat sinar-X	5
Gambar II.3 Pesawat mammografi	6
Gambar II.4 Prinsip kerja mammografi	6
Gambar II.5 Bagian-bagian pesawat sinar-X mammografi	7
Gambar II.6 Fantom	8
Gambar III.1 Rancangan pengukuran uji kualitas berkas sinar-X pada Mammografi analog dan digital	11
Gambar III.2 Skema uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat mammografi Analog dan digital	14
Gambar III.3 Uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi sinar-X pada Pesawat mammografi	15
Gambar III.4 Titik ukur selisih lapangan kolimasi	15
Gambar IV.1 Grafik perubahan <i>error</i> akurasi tegangan pada pesawat Mammografi analog tahun 2016-2018	17
Gambar IV.2 Grafik hubungan CV pada pesawat mammografi analog tahun 2016-2018	18
Gambar IV.3 Grafik hubungan % SID untuk uji kesesuaian selisih Lapangan kolimasi pada pesawat mammografi analog Tahun 2016-2018	20
Gambar IV.4 Grafik perubahan <i>error</i> akurasi tegangan pada pesawat Mammografi digital tahun 2016-2018	22
Gambar IV.5 Grafik hubungan CV pada pesawat mammografi digital tahun 2016-2018	23
Gambar IV.6 Grafik hubungan % SID untuk uji kesesuaian selisih Lapangan kolimasi pada pesawat mammografi digital Tahun 2016-2018	24

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel IV.1 Hasil penentuan uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat Mammografi analog tahun 2016-2018	18
Tabel IV.2 Hasil penentuan % SID uji kesesuaian selisih lapangan Kolimasi pesawat mammografi analog tahun 2016-2018	21
Tabel IV.3 Hasil penentuan uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat Mammografi digital tahun 2016-2018	23
Tabel IV.4 Hasil penentuan % SID uji kesesuaian selisih lapangan Kolimasi pesawat mammografi digital tahun 2016-2018	25

DAFTAR LAMPIRAN

		Halaman
Lampiran 1	Multimeter X-Ray, Direktor, Pantom, koin, filter Al.	32
Lampiran 2	Pengukuran uji kualitas berkas sinar-X	32
Lampiran 3	Proses Eksposi	33
Lampiran 4	Pengukuran uji selisih lapangan kolimasi	33

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Perkembangan teknologi di bidang kesehatan khususnya teknologi digital pada mammografi telah diterapkan sejak tahun 2000an. Perkembangan ini membawa dampak yang baik bagi klinik dan rumah sakit, karena telah menggantikan unit mammografi analog menjadi mammografi digital yang memiliki kinerja sesuai dengan mammografi *screen film* dengan keunggulan menampilkan gambar yang memiliki resolusi tinggi [1]. Dengan kemajuan teknologi, para tenaga kesehatan dapat melakukan suatu tindakan pencegahan atau pengobatan pada pasien. Dalam kasus ini pemeriksaan kanker payudara yang paling efektif dan handal untuk *screening* ini yaitu dengan menggunakan pesawat mammografi baik analog maupun digital [2, 3].

Mammografi adalah sebuah pesawat pemeriksaan payudara manusia menggunakan radiasi pengion rendah energi. Mammografi digunakan untuk memeriksa dan mendeteksi penyakit kanker yang terdapat pada payudara. Kanker payudara merupakan jenis kanker yang paling umum diderita dikalangan perempuan di seluruh dunia dan dapat menyebabkan kematian, dimana hasil diagnosis terdapat lebih dari jutaan kasus kanker payudara yang terjadi pada beberapa tahun terakhir ini [3-5] dan kanker payudara ini merupakan jenis penyakit dengan tingkat kematian tertinggi kedua setelah kanker serviks uteri [6-8]. Untuk mengatasi hal tersebut, mammografi digunakan untuk deteksi dini demi kelangsungan hidup pasien kanker payudara dan telah terbukti mampu mengurangi mortalitas/angka kematian akibat kanker payudara [8].

Secara teknis, mammografi merupakan produser radiografi yang memiliki tingkat keakuratan yang tinggi [9, 10]. Tingkat keakuratan yang tinggi dari sebuah mammografi mengajak para peneliti untuk menghasilkan sebuah inovasi baru terkait dalam bidang ini.

Diantaranya adalah menentukan nilai dosis kelenjar mean (MGD) menggunakan radiasi pengion mammografi sinar-x serta variasi umur [11, 12], pemantauan dan peningkatan kualitas mammografi [13, 14], menentukan dosis kelenjar rata-rata akibat pengaruh kombinasi anoda/filter pada mammografi [15], evaluasi kualitas dan akurasi diagnostik mammogram [16], pengukuran akurasi diagnostik dan evaluasi mean grandular dosis dari pengujian mammografi digital [10, 17, 12] dan lain-lain sebagainya.

Beberapa penelitian tersebut di atas tentu saja memiliki keunggulan dan kelemahan masing-masing. Keunggulannya adalah membahas tentang kegunaan dan manfaat pesawat mammografi sebagai solusi dalam proses penyembuhan kanker payudara. Namun kelemahannya adalah pesawat mammografi juga dapat menimbulkan resiko yang buruk untuk pasien maupun non pasien jika hasil keluaran radiasi terlalu besar atau paparan radiasi sinar-X tidak terkontrol dengan baik [5, 11-16, 18]. Sehingga akan dilakukan pengukuran uji kualitas berkas sinar-X dan selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi analog dan digital dengan beberapa parameter. Uji kualitas pesawat mammografi sangat penting dilakukan untuk menghindari kesalahan dalam pemeriksaan yang dapat membuat pengobatan yang lebih sulit dan mahal [8]. Pengukuran uji kualitas ini diharapkan mampu menghasilkan nilai uji kelayakan pada pesawat mammografi sesuai dengan standar yang telah ditetapkan oleh *International Atomic Energy Agency* (IAEA) dan Badan Pengawasan Tenaga Nuklir (BAPETEN) [19-21].

I.2 Tujuan Penelitian

Berdasarkan latar belakang di atas, adapun tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menentukan uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat mammografi analog dan digital.
2. Menentukan selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi analog dan digital.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

II.1 Sinar-X

Pada tahun 1995 merupakan peringatan 100 tahun penemuan sinar-X oleh Wilhelm Conrad Rontgen. Penemuannya ini adalah penemuan orang pertama yang menghasilkan tampilan anatomi internal manusia dan merevolusi bidang kedokteran. Sejak itu, penggunaan sinar-X memiliki kontribusi terhadap diagnosis dan pengobatan banyak penyakit sehingga membantu untuk meningkatkan kesehatan orang di seluruh dunia. Sistem pencitraan medis telah dikembangkan dari unit sederhana untuk gambar situs anatomi, memvisualisasikan seluruh tubuh, memperoleh informasi mengenai aspek fungsional organ tertentu, serta menghasilkan informasi di organ dan jaringan. Sekarang, peralatan pencitraan medis teknologi digital modern menjadi simbol teknologi tinggi [22].

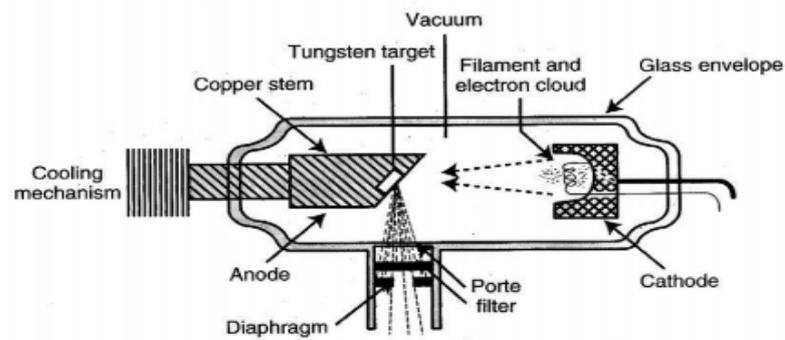
Peristiwa efek foto listrik merupakan proses terjadinya sinar-X. Pada tahun 1887, Heinrich Hertz melakukan percobaan untuk membuktikan efek foto listrik dengan memanfaatkan katoda dan anoda pada isi sebuah tabung hampa, kemudian dihubungkan dengan sumber listrik E. Pada tegangan E yang rendah, tidak terlihat arus elektron yang mengalir dari katoda ke anoda, namun arus pada orde mikro ampere dapat terbaca di Galvanometer ketika saat mengamati katoda disinari gelombang pendek elektromagnetik yang dapat menyebabkan elektron pada katoda keluar menuju anoda [23].

II.1.1 Tabung Sinar-X

Tabung sinar-X pada mammografi biasanya dikonfigurasi dengan filamen ganda dalam fokus nominal ukuran *focal spot* 0,3 dan 0,1 mm. Ukuran *focal spot* kecil meminimalkan pengaburan geometris dan mempertahankan resolusi spasial yang diperlukan untuk deteksi klasifikasi mikro. Perbedaan penting dalam operasi tabung mammografi dibandingkan dengan operasi radiografi konvensional adalah operasi

rendah, yaitu di bawah 35 kVp. Efek muatan ruang menyebabkan hubungan nonlinear antara arus filamen dan tabung. Umpan balik sirkuit yang diberikan tabung menyesuaikan arus filamen sebagai fungsi dari kV saat yang diinginkan, yaitu 100 mA (\pm 25 mA) untuk *focal spot* besar (0,3 mm) dan 25 mA (\pm 10 mA) untuk *focal spot kecil* (0,1 mm) [22].

Komponen utama dari tabung sinar-X adalah katoda dan anoda. Bagian anoda terdapat *tungsten* yang diletakkan pada sebuah batang tembaga, sedangkan bagian katoda yang merupakan filamen tungsten berada pada *focusing cup*. Filamen menghasilkan elektron yang kemudian difokuskan terhadap target di anoda [24]



Gambar II.1 Tabung sinar-X [25]

II.1.2 Sifat-Sifat Sinar-X

Sinar-X memiliki sifat-sifat sinar-X sesuai yang telah diteliti oleh Rontgen yang mengungkapkan bahwa sinar-X dapat menembus materi yang tidak dapat ditembus oleh sinar lain serta dapat memendarkan berbagai jenis bahan kimia. Sinar-X merupakan gelombang elektromagnetik memiliki sifat-sifat sebagai spektrum elektromagnetik, penetrasi, efek radiografi, efek biologis, ionisasi [22].

II.2 Pesawat Sinar-X

Pesawat sinar-X atau juga disebut pesawat Rontgen merupakan alat yang digunakan untuk mendiagnosa medis dengan memanfaatkan sinar-X. Pesawat tersebut memiliki tabung yang merupakan sumber sinar-X. Berkas sinar-X yang dipancarkan

menuju bagian tubuh yang didiagnosa, akan tertembus dan ditangkap oleh film. Hasil tubuh yang disinari berbentuk gambar pada film. Proses setting pada pesawat mammografi sangat penting dilakukan sebelum proses pengoperasian pesawat untuk memperoleh sinar-X yang dikehendaki. Parameter setting tersebut meliputi tegangan (kV), arus tabung (mA), dan waktu paparan (s) [25].



Gambar II.2 Pesawat Sinar-X [25]

II.3 Mammografi

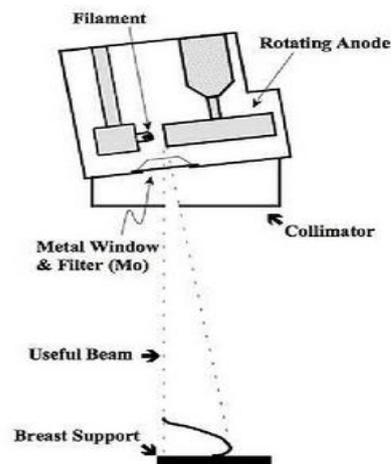
Mammografi adalah alat pemeriksaan yang digunakan untuk mendeteksi dan mengevaluasi perubahan pada payudara. *Screening* mammogram merupakan uji sinar-X payudara yang digunakan pada wanita yang tidak memiliki gejala payudara atau tanda-tanda kanker payudara. *Screening* mammogram memiliki tujuan untuk menemukan kanker payudara ketika masih terlalu kecil. Menemukan kanker payudara dini (sebelum tumbuh dan menyebar) sangat meningkatkan peluang seorang wanita untuk pengobatan sukses. Beberapa perempuan yang memiliki payudara besar mungkin perlu memiliki lebih banyak gambar untuk melihat sebanyak mungkin jaringan payudara [22]. Terdapat dua jenis mammografi meliputi *screen-film* mammografi yaitu rontgen menggunakan film yang harus dicetak dan *full-field* mammografi yaitu hasil dapat dilihat pada monitor secara digital serta dapat dicetak [23].



Gambar II.3 Pesawat mammografi

II.4 Prinsip Kerja Mammografi

Prinsip kerja dari pesawat mammografi sama seperti cara kerja pesawat Rontgen biasa. Akan tetapi yang membedakan ialah kV yang digunakan pada mammografi lebih rendah serta bahan anoda/filter menggunakan Molybdenum (Mo) atau Rhodium (Ro) yang berfungsi untuk menghasilkan sinar-X rendah. Dimana sinar-X yang telah terbentuk akan menuju ke metal *window* yang terdapat *filter*, kemudian sinar-X yang telah di *filter* akan menuju objek yang kemudian akan terserap dan diteruskan. Sinar-X yang diteruskan akan menuju film dan di bawah film terdapat bagian yang bernama *phototimer detector* yang berfungsi untuk mengatur lamanya waktu exposure sinar-X ke objek [23].

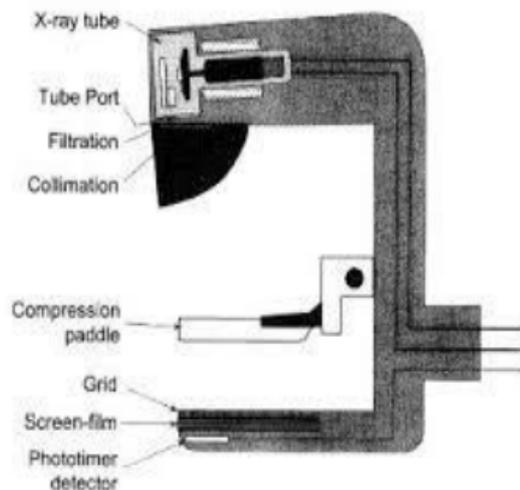


Gambar II.4 Prinsip kerja mammografi

II.5 Bagian-Bagian Pesawat Mammografi

Pesawat Mammografi dilengkapi dengan adanya [23]:

- a. *Compression paddle* berfungsi menghilangkan kerutan-kerutan pada kulit, menahan bagian payudara agar tidak bergerak, serta untuk mendapatkan penampang payudara yang lebih luas.
- b. *Movement control* merupakan titik gerak sebagai pengatur ketinggian dan kemiringan tabung sinar-X sesuai dengan objek yang akan di ekspose.
- c. Tabung sinar-X memiliki *focal spot* kecil dan berfungsi sebagai pembangkit sinar-X dengan kV rendah yaitu sekitar 18 - 30 kV.
- d. *Filter* berfungsi untuk memperoleh kualitas berkas sesuai yang diinginkan.
- e. *Grid* berfungsi untuk mengurangi sinar hambur di antara obyek dan film.
- f. *Phototimer detector* diletakkan dibawah kaset [23].



Gambar II.5 Bagian-bagian pesawat sinar-X Mammografi [26]

II.6 Fantom Mamografi

Fantom adalah benda yang digunakan untuk menguji dan mensimulasikan beberapa aspek anatomi manusia. Beberapa tipikal yang disimulasikan oleh fantom

payudara meliputi hal ukuran, komposisi, serta atenuasi terhadap sinar-X. Salah satu fantom yang digunakan dalam uji kualitas citra dalam mamografi sesuai dengan jaminan *Mammographic Accreditation Phantom* adalah *Nuclear Associates 18-220* [26].



Gambar II.6 Fantom [26]

Fantom yang disisipkan lempengan lilin memiliki isi 16 set benda uji setebal 7 mm terbuat dari bahan *acrylic* dengan tebal 42 mm. Semua bahan fantom menyerupai sebuah payudara pada tingkat ketebala 4,5 cm saat setelah dikompresi dengan komposisi rata-rata kelenjar/adiposa. Untuk mensimulasikan mikrokalsifikasi dalam kelompok bintik-bintik, sebuah aluminium oksida (Al_2O_3) disisipkan dalam lilin. Enam serat nilon dengan ukuran berbeda mensimulasikan struktur berserat serta lima lensa massa berukuran berbeda mensimulasikan tumor [26].

II.7 Half Value Layer (HVL)

HVL adalah nilai ketebalan suatu bahan yang dapat menyerap 50 % intensitas berkas sinar-X yang mengenainya atau ketebalan bahan penyerap untuk mengurangi intensitas sinar-X menjadi setengah dari nilai intensitas semula. Tiap bahan memiliki HVL yang berbeda [25]. Evaluasi hasil pengukuran dapat ditentukan menurut batasan nilai HVL yang diterima, yaitu [23]:

- Minimum Nilai HVL

$$HVL = 0.01 \text{ kVp} + 0.03 \quad (2.1)$$

- Maksimum Nilai HVL

Untuk peralatan sinar-X mammografi dengan kombinasi anoda-filter seperti Mo/Mo, Mo/Rh dan Rh/Rh, HVL harus berada dalam nilai konstan (c) dari HVL minimum yang dapat diterima. Maksimum nilai HVL diterima yaitu mm dari Al adalah:

$$HVL = 0.01 \text{ kVp} + c \quad (2.2)$$

Sehingga, nilai batas toleransi yang dapat diterima yaitu:

$$0,01(kVp) + 0.03 \leq HVL \leq 0,01(kVp) + c \quad (2.3)$$

Dimana, $c = 0,12$ untuk Mo/Mo; $0,19$ untuk Mo/Rh; $0,22$ untuk Rh/Rh.

BAB III

METODE PENELITIAN

III.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan pada bulan Desember 2018-Maret 2019 di Instalansi Radiologi RSUD Syekh Yusuf Gowa dan RSUP Dr. Wahidin Sudirohusodo Makassar tentang uji kualitas berkas sinar-X dan selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi analog dan digital.

III.2 Alat dan Bahan

III.2.1 Alat

Peralatan yang digunakan pada penelitian ini yaitu sebagai berikut:

1. Pesawat sinar-X mammografi analog merk Philips tahun 2013
2. Pesawat sinar-X mammografi digital merk GE tahun 2015
3. Multimeter X-ray
4. Detektor
5. Meteran/mistar

III.2.2 Bahan

Bahan yang digunakan pada penelitian ini yaitu sebagai berikut:

1. Pantom PMMA (*poly methyl methacrylate*) 4 cm
2. Filter aluminium 0,10 mm
3. Koin

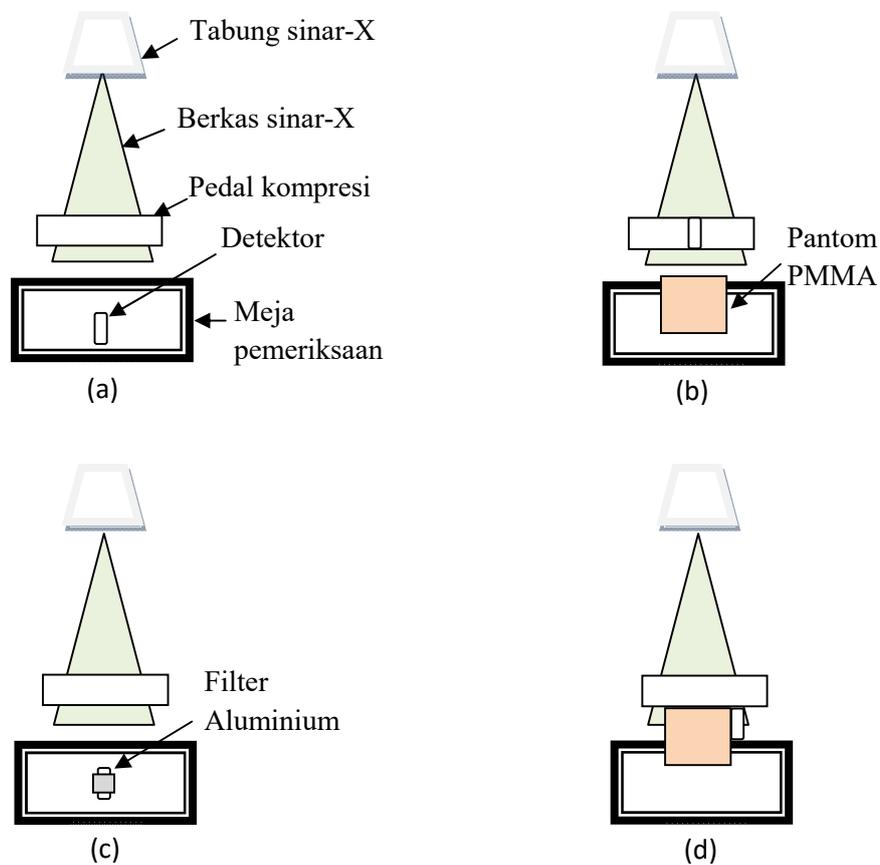
III.3 Prosedur Kerja

Penelitian uji kesesuaian pesawat sinar-X menggunakan mammografi analog merk Philips dengan kapasitas maksimum 35 kV dan 560 mAs, serta mammografi digital merk GE dengan kapasitas maksimum 35 kV dan 320 mAs. Uji kesesuaian meliputi uji kualitas berkas sinar-X dan selisih lapangan kolimasi sinar-X pada pesawat mammografi

analog dan digital. Hasil perhitungan kemudian dianalisis menggunakan aplikasi SPSS versi 23,0 bit untuk menentukan korelasi *pearson* dan mendeteksi signifikansi data. Penentuan signifikansi data menggunakan uji statistik *one-sample T test* pada aplikasi SPSS.

III.3.1 Uji Kualitas Berkas Sinar-X pada Pesawat Mammografi Analog dan Digital

Pengukuran uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat mammografi analog dan digital dilihat pada Gambar III.1 berikut:



Gambar III.1 Rancangan pengukuran uji kualitas berkas sinar-X pada mammografi analog dan digital meliputi: (a) akurasi tegangan dan reproduksibilitas, (b) linearitas keluaran radiasi, (c) half value layer (HVL), dan (d) informasi dosis pasien.

Pengukuran ini meliputi uji kesesuaian akurasi tegangan yang dilakukan dengan meletakkan detector dalam posisi tegak lurus menghadap tabung diatas meja pasien pada jarak 4 cm dari tepi *chest wall* seperti pada Gambar III.1 (a). Proses eksposi dilakukan pada beberapa variasi kVp dengan kondisi mAs tetap. Begitupun dengan uji reproduksibilitas dilakukan dengan cara yang sama dengan uji kesesuaian akurasi tegangan seperti pada Gambar III.1 (a), namun proses eksposi dilakukan berulang sebanyak 5 kali pada kondisi mAs tetap dan kVp tetap.

Penentuan uji akurasi tegangan dihitung menggunakan persamaan *percentage deviation* (error) dan reproduksibilitas dihitung menggunakan persamaan *coefficient of variation* (CV) seperti persamaan (3.1) dan (3.2) berikut [20]:

$$error = \frac{kVp_{set} - kVp_{ukur}}{kVp_{set}} \times 100\% \quad (3.1)$$

$$CV = \frac{SD}{\bar{x}} = \frac{1}{\bar{x}} \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (3.2)$$

dengan kVp_{set} adalah tegangan tabung-setting, kVp_{ukur} adalah tegangan tabung yang terukur, CV adalah koefisien variasi, SD adalah standar deviasi, \bar{x} adalah jumlah rata-rata data, dan n adalah jumlah data.

Uji kesesuaian linearitas keluaran radiasi dilakukan dengan meletakkan pantom PMMA 4 cm diatas meja pemeriksaan. Detektor diletakkan diatas pedal kompresi dengan jarak 4 cm dari tepi *chest wall* seperti pada Gambar III.1 (b). Proses eksposi dilakukan pada kondisi kv tetap dengan variasi mAs. Uji HVL untuk mengetahui kualitas berkas radiasi dilakukan dengan meletakkan detector dalam posisi tegak lurus menghadap tabung diatas meja pasien pada jarak 4 cm dari tepi *chest wall* seperti pada Gambar III.1 (c). Eksposi dilakukan pada kondisi mAs tetap dan kVp tetap. Nilai keluaran radiasi yang

terukur tanpa *filter* tambahan (D_0). Proses eksposi dengan menambahkan *filter* aluminium yang menghasilkan lebih dari setengah dosis D_0 tanpa *filter*.

Penentuan nilai *coefficient of linearity* (CL) dan HVL dapat ditentukan dengan menggunakan persamaan (3.3) dan (3.4) berikut [20]:

$$CL = \frac{X_{\max} - X_{\min}}{X_{\max} + X_{\min}} \quad (3.3)$$

$$HVL = \frac{tb \cdot \text{Ln} \left(2 \frac{Da}{Do} \right) - ta \cdot \text{Ln} \left(2 \frac{Db}{Do} \right)}{\text{Ln} \left(\frac{Da}{Db} \right)} \quad (3.4)$$

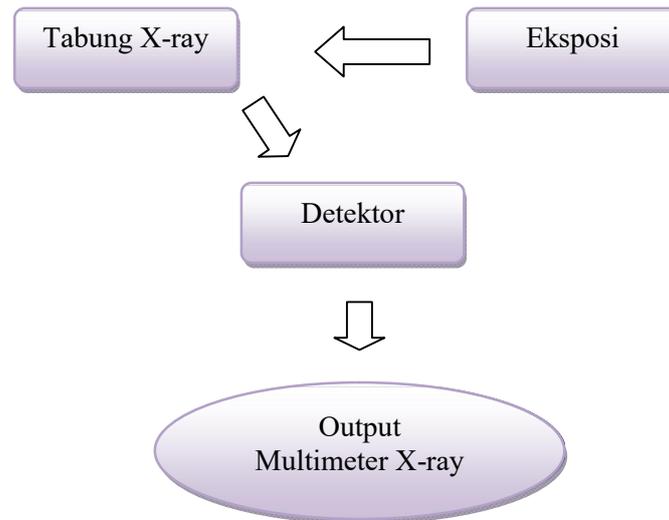
dengan CL adalah koefisien linearitas, X_{\max} adalah arus maksimum, X_{\min} adalah arus minimum, HVL adalah *Half Value Layer*/ketebalan bahan penyerap, D_0 adalah dosis mula-mula atau tanpa *filter*, D_a adalah dosis terbaca yang nilainya sedikit lebih kecil dari $D_0/2$, D_b adalah dosis terbaca yang nilainya sedikit lebih besar dari $D_0/2$, t_a adalah tebal bahan pada saat dosis terbaca lebih kecil dari $D_0/2$, dan t_b adalah tebal bahan pada saat dosis terbaca lebih besar dari $D_0/2$.

Uji kesesuaian informasi dosis pasien dilakukan dengan meletakkan pantom PMMA dan detector diatas meja pemeriksaan hingga tepinya sejajar dengan tepi *chest wall* yang ditunjukkan pada Gambar III.1 (d). Pedal kompresi diturunkan hingga menempel pada pantom. Penyinaran dilakukan dengan mode *Automatic Exposure Control* (AEC). Pantom dilepaskan dan kemudian eksposi dilakukan menggunakan kondisi penyinaran yang didapat pada mode AEC. Kalkulasi MGD diperoleh melalui persamaan (3.5) berikut [20]:

$$MGD = C_{DG50, Ki, PMMA} \cdot s \cdot Ki \quad (3.5)$$

dengan MGD adalah dosis glandular rerata, $C_{DG50, Ki, PMMA}$ adalah faktor konversi, s adalah faktor koreksi yang bergantung pada anoda/*filter*, dan Ki adalah Kerma udara.

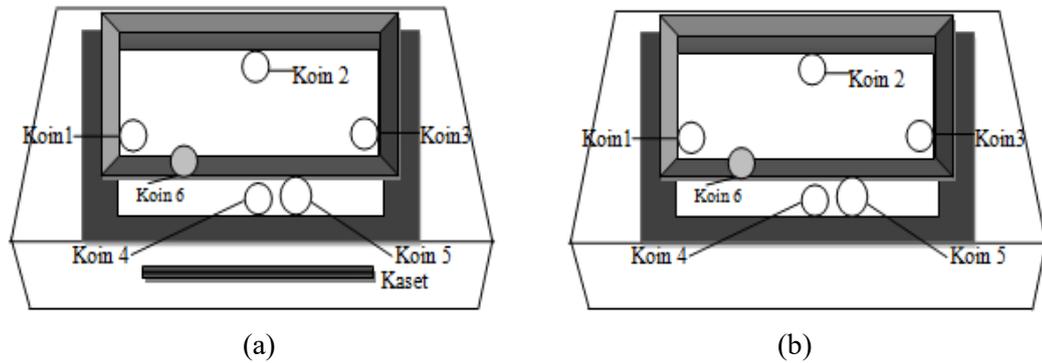
Dalam penelitian ini, pada mammografi analog menggunakan anoda/filter Mo/Mo, sedangkan mammografi digital menggunakan anoda/filter W/Rh. Adapun skema uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat mammografi analog dan digital dapat dilihat pada Gambar III.2 berikut:



Gambar III.2 Skema uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat mammografi analog dan digital

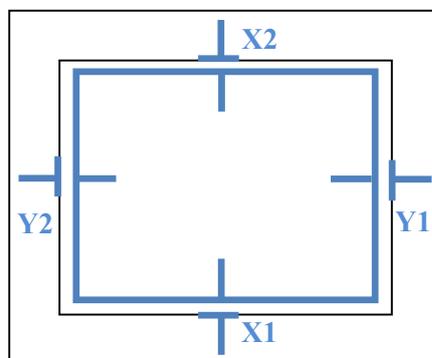
III.3.2 Uji Kesesuaian Selisih Lapangan Kolimasi pada Pesawat Mammografi Analog dan Digital

Bahan yang digunakan dalam uji kesesuaian lapangan selisih kolimasi adalah koin dan meteran. Pengujian menggunakan dimensi lapangan 18 x 24 cm dan SID (*Source to Image Distance*) 65 cm.



Gambar III.3 Uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi (a). Analog dan (b). Digital

Pengujian selisih lapangan kolimasi menggunakan empat koin berukuran sama (penanda) diletakkan ditepi lapangan lampu kolimator (koin 1, 2, 3, dan 4), satu buah koin ukuran berbeda (koin 5) di letakkan pada tepi meja bagian *chest wall*, dan satu koin di letakkan di permukaan bawah pedal kompresi bertepatan dengan tepi bagian *chest wall* (koin 6) seperti pada Gambar III.3. Sedangkan proses eksposi dilakukan dengan menurunkan pedal kompresi. Hasil pengujian pada pesawat mammografi berupa keluaran citra yaitu film Rontgen. Pengukuran selisih lapangan kolimasi dilakukan pada film Rontgen menggunakan empat titik ukur, yaitu tepi bawah (X1), tepi atas (X2), tepi kanan (Y1), dan tepi kiri (Y2).



Gambar III.4 Titik ukur selisih lapangan kolimasi

Adapun uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi sinar-X dapat diketahui dengan menggunakan perhitungan % SID. Hasil perhitungan % SID dapat ditentukan dengan menggunakan persamaan (3.6) berikut [27,25] :

$$\% SID = \frac{\text{selisih}}{SID} \times 100 \quad (3.6)$$

BAB IV

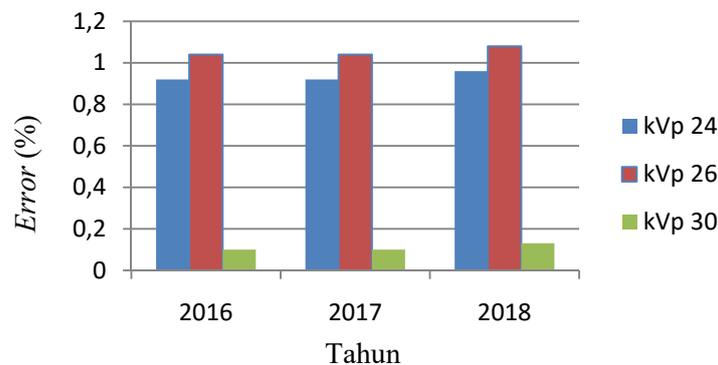
HASIL DAN PEMBAHASAN

IV.1 Mammografi Analog

IV.1.1 Hasil Uji Kualitas Berkas Sinar-X

Data hasil uji kualitas berkas sinar-X pada mamografi analog diperoleh dari tahun 2016-2018 dapat diketahui dengan menggunakan persamaan (3.1) - (3.5). Hasil perhitungan kemudian dianalisis menggunakan aplikasi SPSS versi 23,0 bit untuk menentukan korelasi pearson dan mendeteksi signifikansi data.

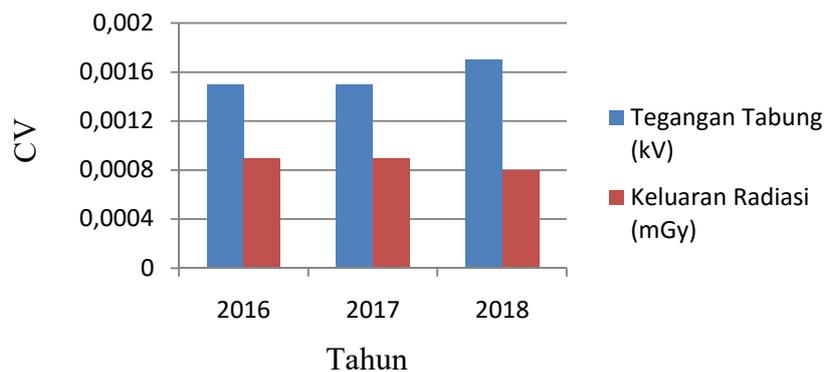
Berdasarkan hasil yang diperoleh dari pengukuran uji akurasi tegangan melalui perhitungan *error* pada mAs-set 20 dan kVp 24, 26, 30 di tampilkan pada Gambar IV.1 berikut:



Gambar IV.1 Grafik perubahan *error* akurasi tegangan dari tahun 2016-2018 [28]

Berdasarkan grafik dari Gambar IV.1 menunjukkan hubungan perubahan *error* akurasi tegangan dari tahun 2016-2018. Tampak bahwa *error* akurasi tegangan semakin rendah di kVp-set 30. Tingkat korelasi *error* akurasi tegangan tiap kVp yang diperoleh melalui pengolahan data menggunakan aplikasi SPSS masing-masing sebesar $r = 0,866$. Hal ini menyatakan bahwa grafik pada Gambar IV.1 berkorelasi sempurna [28].

Penelitian selanjutnya uji reproduksibilitas ditentukan melalui perhitungan CV dengan kVp-set 28 dan mAs-set 20. Hasil pengukuran dapat dilihat pada Gambar IV.2 berikut:



Gambar IV.2 Grafik hubungan CV tahun 2016-2018 [28]

Pengukuran uji reproduksibilitas seperti terlihat pada Gambar IV.2 menunjukkan bahwa korelasi *pearson* CV dari tegangan tabung dan keluaran radiasi menggunakan analisis SPSS masing-masing sebesar $r = 0,866$. Nilai ini menyatakan bahwa grafik pada Gambar IV.2 berkorelasi sempurna. Adapun hasil pengukuran kualitas berkas sinar-X dihitung dengan menggunakan persamaan (3.1)-(3.5) dilihat pada Tabel IV.1 berikut [28]:

Tabel IV.1 Hasil penentuan uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat mammografi analog tahun 2016-2018 [28].

Tahun	Error (%)			CV		CL	HVL	MGD (mGy)
	kVp 24	kVp 26	kVp 30	Tegangan tabung (kV)	Keluaran radiasi (mGy)			
2016	0,92	1,04	0,10	0,0015	0,0009	0,09	0,29	0,982
2017	0,92	1,04	0,10	0,0015	0,0009	0,09	0,29	0,982
2018	0,96	1,08	0,13	0,0017	0,0008	0,10	0,28	0,953
Nilai Lolos Uji	≤ 5			$\leq 0,05$		$\leq 0,1$	$0,28 \leq \text{HVL} \leq 0,37$	≤ 3

Pada Tabel IV.1 menunjukkan hasil pengukuran uji kualitas berkas sinar-X dan pada pesawat mammografi analog. Tiap variabel menggunakan uji *one-sample test* sebagai uji statistik untuk mengetahui tingkat signifikansi variabel dari tahun 2016-2018 yang ditandai dengan p value yang dihasilkan. Hasil *error* akurasi tegangan menunjukkan error terendah pada kVp 30 dan error tertinggi pada kVp 26. Dengan menggunakan uji *one-sample test* diperoleh nilai p value sebesar 0,000 ($p < 0,05$) untuk masing-masing kVp 24, 26, 30. Secara statistik terdapat perbedaan yang signifikan *error* dari tahun 2016-2018. Berdasarkan tabel tersebut, uji akurasi tegangan ditandai dari *error* masih berada dalam batas toleransi sesuai yang telah direkomendasikan oleh IAEA yaitu maximum 5% atau 0,05 [20][28].

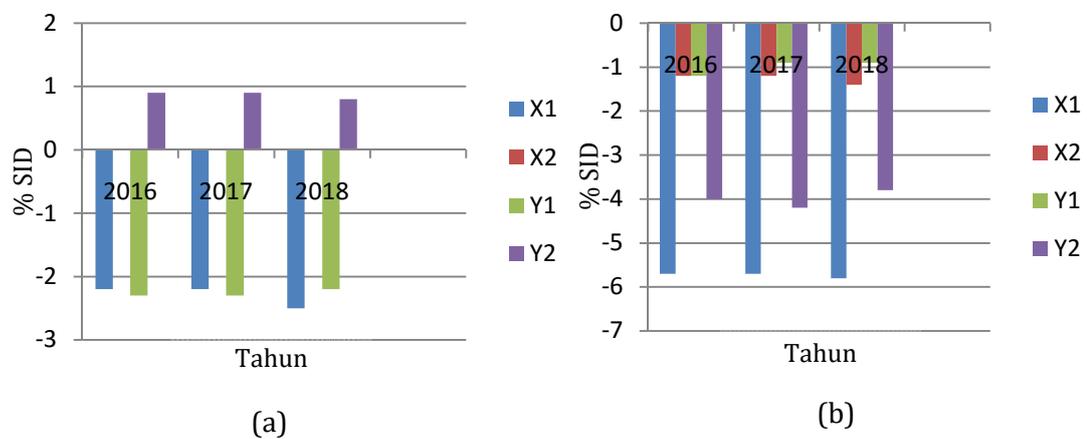
Uji statistik CV dari tegangan dan keluaran radiasi menghasilkan nilai p value yang sama yaitu sebesar 0,000 ($p < 0,05$). Hal ini menunjukkan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan CV tegangan tabung dan CV keluaran radiasi dari tahun 2016-2018. Berdasarkan Tabel IV.1 hasil yang diperoleh masih berada dalam batas toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA yaitu $\leq 0,05$ [20]. Penentuan uji linearitas keluaran radiasi menghasilkan CL terbesar pada tahun 2018 sebesar 0,10. Sedangkan nilai p value yang dihasilkan sebesar 0,000 ($p < 0,05$), dimana terdapat perbedaan yang signifikan nilai CL dari tahun 2016-2018. Hasil dari Tabel IV.1 menunjukkan uji linearitas keluaran radiasi masih berada dalam batas toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA yaitu $\leq 0,1$ [20].

Uji HVL untuk mengetahui kualitas berkas radiasi ditentukan dengan menggunakan persamaan (3.4). Nilai p value yang dihasilkan sebesar 0,000 ($p < 0,05$), artinya terdapat perbedaan yang signifikan nilai HVL dari tahun 2016-2018. Nilai HVL yang diperoleh dari tahun 2016-2018 masih berada dalam batas toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA yaitu $0,28 \leq HVL \leq 0,37$ [20]. Uji kesesuaian informasi dosis pasien menunjukkan nilai MGD dari tahun 2016-2018 masing-masing sebesar

0,982 mGy, 0,982 mGy, dan 0,953 mGy. Nilai p value yang diperoleh sebesar 0,000 ($p < 0,05$), artinya terdapat perbedaan yang signifikan secara statistik MGD dari tahun 2016-2018. Hasil uji MGD dari tahun 2016-2018 masih berada dalam batas toleransi yang direkomendasikan IAEA yakni ≤ 3 mGy [20][28].

IV.1.2 Hasil Uji Kesesuaian Selisih Lapangan Kolimasi

Hasil uji kesesuaian lapangan kolimasi sinar-X pada pesawat mammografi analog dapat dilihat pada Gambar IV.3 berikut:



Gambar IV.3 Grafik hubungan % SID untuk uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi analog tahun 2016-2018 (a) cahaya dengan berkas sinar-X dan (b) berkas sinar-X dengan reseptor citra [29].

Grafik pada Gambar IV.3 (a) menunjukkan hubungan antara % SID untuk mengetahui hasil uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi cahaya dengan berkas sinar-X. Grafik tersebut memiliki nilai % SID tertinggi pada titik ukur Y2 untuk tiap tahunnya dan terendah pada titik X1 pada tahun 2018. Berdasarkan data dari Gambar IV.3 (a), tingkat korelasi titik ukur tiap tepi yang diperoleh melalui pengolahan data menggunakan aplikasi SPSS masing-masing sebesar $r = 0,866$. Secara statistik, hal ini menyatakan berkorelasi sempurna, dimana nilai r antara 0,81 - 1,00. Sedangkan pada Gambar IV.3 (b) merupakan grafik hubungan antara % SID untuk mengetahui hasil uji selisih lapangan kolimasi

berkas sinar-X dengan reseptor citra. Grafik tersebut memiliki nilai % SID tertinggi pada titik ukur Y1 dan terendah pada titik ukur X1 untuk tiap tahunnya. Secara statistik, nilai r yang dihasilkan untuk titik ukur X1, X2, dan Y1 memiliki nilai yang sama, yaitu masing-masing $r = 0,866$ (korelasi sempurna), sedangkan titik ukur Y2 menghasilkan nilai $r = 0,500$ (korelasi sedang), dimana nilai r antara $0,41 - 0,60$. Hasil perhitungan % SID untuk uji kesesuaian kolimasi sinar-X pada pesawat mammografi analog ditentukan dengan menggunakan persamaan (3.6) dapat dilihat pada Tabel IV.2 berikut [29]:

Tabel IV.2 Hasil penentuan % SID uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi pesawat mammografi analog tahun 2016-2018 [29].

Selisih Lapangan Kolimasi			% SID			Nilai Lolos Uji
			2016	2017	2018	
Cahaya dengan berkas sinar-X	Titik Ukur	X1	-2,2	-2,2	-2,5	≤ 1 % SID
		X2	0,0	0,0	0,0	
		Y1	-2,3	-2,3	-2,2	
		Y2	0,9	0,9	0,8	
Berkas sinar-X dengan reseptor citra	Titik Ukur	X1	-5,7	-5,7	-5,8	≤ 2 % SID
		X2	-1,2	-1,2	-1,4	
		Y1	-1,2	-0,9	-0,9	
		Y2	-4,0	-4,2	-3,8	

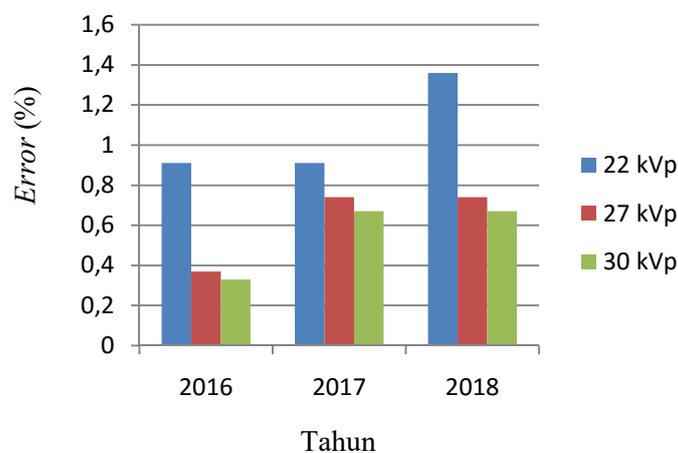
Tabel IV.2 menunjukkan hasil penentuan % SID untuk uji kesesuaian kolimasi sinar-X pesawat mammografi analog. Nilai (+) jika hasil selisih lapangan berkas sinar-X dan reseptor citra di luar lapangan kolimasi cahaya dan nilai (-) jika objek/koin terpotong atau lapangan berkas sinar-X dan reseptor citra di dalam lapangan kolimasi cahaya. Untuk selisih lapangan kolimasi dengan berkas sinar-X tampak bahwa X1 dan Y1 lapangan berkas sinar-X didalam lapangan kolimasi cahaya, sedangkan X2 dan Y2 lapangan berkas sinar-X diluar lapangan kolimasi cahaya. Untuk selisih lapangan kolimasi dengan reseptor citra terlihat bahwa koin pada setiap titik ukur reseptor citra di dalam lapangan kolimasi cahaya (-). Dengan menggunakan uji statistik *one-sample T test* pada SPSS diperoleh nilai p value yang sama yaitu 0,000 ($p < 0,05$) untuk semua titik

ukur, baik untuk selisih lapangan kolimasi cahaya dengan berkas sinar-X maupun untuk selisih lapangan kolimasi berkas sinar-X dengan reseptor citra. Secara statistik, terdapat perbedaan yang signifikan tiap titik ukur dari tahun 2016-2018. Hasil dari Tabel IV.2 menunjukkan bahwa tiap hasil pengujian masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan oleh BAPETEN yaitu selisih lapangan kolimasi cahaya dengan berkas sinar-X $\leq 1\%$ SID dan selisih lapangan kolimasi berkas sinar-X dengan reseptor citra $\leq 2\%$ SID [21][29].

IV.2 Mammografi Digital

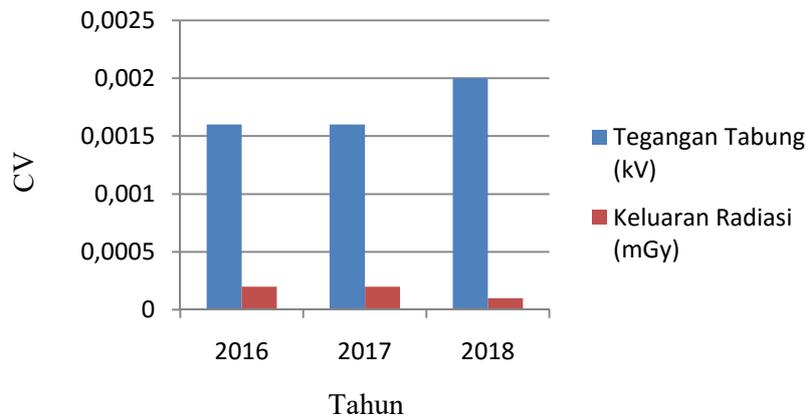
IV.2.1 Hasil Uji Kualitas Berkas Sinar-X

Hasil uji akurasi tegangan pada pesawat sinar-x mammografi digital dengan mAs-set 50 dan kVp 22, 27, 30 dari tahun 2016-2018 ditampilkan pada Gambar IV.4 berikut:



Gambar IV.4 Grafik perubahan *error* akurasi tegangan dari tahun 2016-2018 [30].

Grafik pada Gambar IV.4 menampilkan hasil *error* akurasi tegangan pada kVp-set 22, 27, dan 30 dari tahun 2016-2018. Nilai tingkat korelasi error yang diperoleh dari pengolahan SPSS memiliki nilai yang sama yaitu 0.866 (berkorelasi sempurna). Hasil uji reproduksibilitas tegangan tabung dan keluaran radiasi menggunakan kVp-set 28 dan mAs-set 80 dapat dilihat pada Gambar IV.5 berikut :



Gambar IV.5 Grafik hubungan CV dari tahun 2016-2018 [30].

Gambar IV.5 merupakan grafik hubungan CV dari tahun 2016-2018. Berdasarkan hasil pengolahan data pada SPSS diperoleh nilai CV keluaran radiasi dan variasi tegangan tabung memiliki nilai yang sama yaitu $r = 0,866$, dinyatakan berkorelasi sempurna. Data hasil uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat mammografi digital menggunakan persamaan (3.1) – (3.5) seperti terlihat pada Tabel IV.3 berikut [30]:

Tabel IV.3 Hasil penentuan uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat mammografi digital dari tahun 2016-2018 [30].

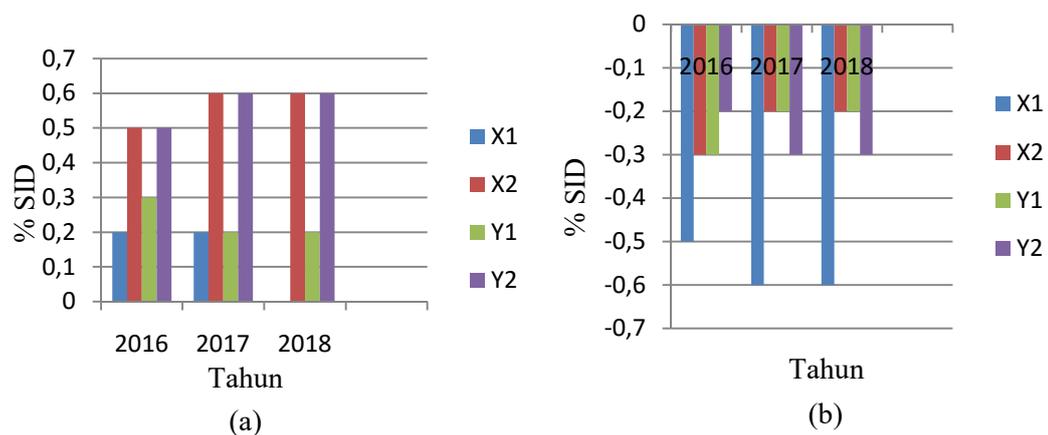
Tahun	Error (%)			CV		CL	HVL	MGD (mGy)
	kVp 22	kVp 27	kVp 30	Tegangan tabung (kV)	Keluaran radiasi (mGy)			
2016	0,91	0,37	0,33	0,0016	0,0002	0,01	0,37	0,581
2017	0,91	0,74	0,67	0,0016	0,0002	0,02	0,37	0,581
2018	1,36	0,74	0,67	0,0020	0,0001	0,02	0,38	0,594
Nilai Lolos Uji	≤ 5			$\leq 0,05$		$\leq 0,1$	$0,31 \leq \text{HVL} \leq 0,58$	≤ 3

Tiap parameter uji pada Tabel IV.3 diolah pada aplikasi SPSS untuk mengetahui signifikansi hasil pengujian menggunakan uji *one-sample test* yang ditandai p value yang

dihasilkan. Nilai *p value error* pada kVp-set 22, 27, dan 30 masing-masing adalah 0,006, 0,003, dan 0,002. Nilai ini menyatakan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan dari tahun 2016-2018 ditandai dari $p < 0.05$. Selanjutnya, uji statistik pada CV untuk tegangan dan keluaran radiasi memiliki hasil yang sama $p < 0.05$ yaitu *p value* 0.000. Sedangkan hasil uji HVL, CL, dan MGD menghasilkan nilai *p value* yang sama, yaitu masing-masing sebesar 0,000 ($p < 0.05$). Secara statistik, terdapat perbedaan yang signifikan nilai dari CV, HVL, CL, dan MGD dari tahun 2016-2018. Selain itu, tampak nilai lolos uji sesuai batas toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA, yaitu $error \leq 5\%$, $CV \leq 0,05$, $HVL 0,31 \leq HVL \leq 0,58$, $CL \leq 0,1$ dan $MGD \leq 3$ mGy. Sehingga nilai dalam Tabel IV.3 menyatakan bahwa mammografi digital layak dan mampu beroperasi secara aman untuk pasien maupun non pasien [30].

IV.2.2 Hasil Uji Kesesuaian Selisih Lapangan Kolimasi

Adapun hasil uji kesesuaian kolimasi sinar-X pada pesawat mammografi digital dapat dilihat pada Gambar IV.6 berikut:



Gambar IV.6 Grafik hubungan % SID untuk uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi pada pesawat mammografi digital tahun 2016-2018 (a) cahaya dengan berkas sinar-X dan (b) berkas sinar-X dengan reseptor citra [29].

Grafik pada Gambar IV.6 menunjukkan hubungan % SID untuk uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi pesawat mammografi digital terhadap berkas sinar-X dan reseptor citra. Tiap titik ukur memiliki nilai % SID yang berbeda-beda. Sedangkan untuk penentuan nilai korelasi pada Gambar IV.6 (a) dan Gambar IV.6 (b) untuk setiap titik ukur memiliki nilai r yang sama, yaitu masing-masing sebesar $r = 0,866$. Hal ini menyatakan bahwa setiap titik ukur untuk setiap tahunnya berkorelasi sempurna. Hasil perhitungan % SID untuk uji kesesuaian kolimasi berkas sinar-X pada pesawat mammografi digital ditentukan dengan menggunakan persamaan (3.6) dapat dilihat pada Tabel IV.4 berikut [29]:

Tabel IV.4 Hasil penentuan % SID untuk kesesuaian selisih lapangan kolimasi pesawat mammografi digital tahun 2016-2018 [29].

Selisih Lapangan Kolimasi			% SID (%)			Nilai Lolos Uji
			2016	2017	2018	
Cahaya dengan berkas sinar-X	Titik Ukur	X1	0,2	0,2	0,0	≤ 1 % SID
		X2	0,5	0,6	0,6	
		Y1	0,3	0,2	0,2	
		Y2	0,5	0,6	0,6	
Berkas sinar-X dengan reseptor citra	Titik Ukur	X1	-0,5	-0,6	-0,6	≤ 2 % SID
		X2	-0,3	-0,2	-0,2	
		Y1	-0,3	-0,2	-0,2	
		Y2	-0,2	-0,3	-0,3	

Tabel IV.4 menampilkan hasil perhitungan % SID untuk uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi sinar-X pada pesawat mammografi digital. Hasil tersebut tampak bahwa tiap titik ukur bernilai (+). Hal ini menandakan bahwa pengukuran selisih lapangan kolimasi berkas sinar-X diluar lapangan kolimasi cahaya. Sedangkan hasil perhitungan % SID pada selisih lapangan kolimasi dengan reseptor citra untuk setiap titik ukur bernilai (-). Hal ini menandakan bahwa pengukuran reseptor citra didalam lapangan kolimasi cahaya. Dengan menggunakan uji statistik *one-sample T test*, *p value* yang dihasilkan untuk masing-masing titik ukur, baik untuk selisih lapangan kolimasi dengan

berkas sinar-X maupun untuk selisih lapangan kolimasi dengan reseptor citra memiliki hasil *p value* yang sama yaitu sebesar 0,000 ($p < 0,05$). Hal ini menyatakan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan selisih lapangan kolimasi sinar-X dari tahun 2016-2018. Dari Tabel IV.4 juga menunjukkan bahwa nilai hasil pengujian masih berada dalam batas toleransi yang di rekomendasikan oleh BAPETEN yakni selisih lapangan kolimasi cahaya dengan berkas sinar-X $\leq 1\%$ SID dan selisih lapangan kolimasi berkas sinar-X dengan reseptor citra $\leq 2\%$ SID [21]. Hal ini menunjukkan bahwa pesawat sinar-X mammografi ini layak dan mampu beroperasi secara aman bagi pasien maupun non pasien [29].

BAB V

PENUTUP

V.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan tentang uji kualitas pesawat sinar-X mamografi analog dan digital, maka dapat disimpulkan:

1. Hasil uji kualitas berkas sinar-X pada pesawat mamografi analog dan digital masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA, yaitu *error* akurasi tegangan $\leq 5\%$, $CV \leq 0,05$, $CL \leq 0,1$, HVL pada mamografi analog $0,28 \leq HVL \leq 0,37$ dan HVL pada mamografi digital $0,31 \leq HVL \leq 0,58$, serta $MGD \leq 3$ mGy.
2. Hasil uji kesesuaian selisih lapangan kolimasi sinar-X pada pesawat mamografi analog dan digital diperoleh melalui perhitungan % SID masih berada dalam batas toleransi yang di rekomendasikan oleh BAPETEN, yakni selisih lapangan kolimasi cahaya dengan berkas sinar-X $\leq 1\%$ SID dan selisih lapangan kolimasi berkas sinar-X dengan reseptor citra $\leq 2\%$ SID. Hal ini menunjukkan bahwa pesawat sinar-X ini layak dan mampu beroperasi secara aman bagi pasien maupun non pasien.

V.2 Saran

Adapun saran dari penelitian ini adalah diharapkan untuk peneliti selanjutnya agar meneliti dan mengkaji parameter lain pada pesawat mamografi analog dan digital, seperti sistem kompresi, penjajakan kV dan ketebalan pasien pada sistem AEC, pengukuran paparan radiasi hambur, dan lain-lain sebagainya.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] G. Gennaro, S. A. Cholakova, A. Azzalini, M. L. Chapel, M. Chevalier, O. Ciraj, H. D. L. Heras. "Quality Controls in Digital Mammography protocol of the EFOMP Mammo Working group". *Associazione Italiana di Fisica Medica*, Vol. 48, hal. 55-64, 2015.
- [2] I. M Nur. "Mammography Sceerening pada Kanker Payudara dengan Generalized Structured Component Analysis". *Satatistika*, Vol. 2, hal. 26-33, 2014.
- [3] J. D. Zira and C. C. Nzotta. "Radiation Doses for Mammography and its Relationship with Anthro-Technical Parameters". *International Journal of Radiology & Radiation Therapy*, Vol. 5, hal. 15-19, 2018.
- [4] A. C. Traino, C. Sottocornola, P. Barca, C. Marini, G. Aringhieri, D. Caramella and M. E. Fantacci. "Average absorbed breast dose in mammography: a new possible dose index matching the requirements of the European Directive 2013/59/EURATOM". *European Radiology Experimental*, Vol. 1, hal. 1-8, 2017.
- [5] S. Kunosić, E. Zerem, S. Kunosić, E. Kicić. "Risk Assessment From Ionizing Radiation In Mammography". *Zaštita od jonizirajućeg zračenja kod medicinske ekspozicije*, Vol. 51, hal. 94-101, 2018.
- [6] W. B. Santoso, B. Santoso, Sukandar, I. P. Susila. "Pengatur Catu Daya Tegangan Tinggi Perangkat Mammografi Mx-13 Berbasis Pulse Width Modulation". *Jurnal Perangkat Nuklir*, Vol. 9, hal. 91-101, 2015.
- [7] M. Ramli. "Update Breast Cancer Management Diagnostic And Treatment". *Jurnal Kedokteran Andalas*, Vol. 38, hal. 28-53, 2015.
- [8] C. P. Nguyen, E. M. M. Adang. "Cost-Effectiveness Of Breast Cancers Creening Using Mammography Invietnamese Women". *Journal Plos One*, Vol. 13, hal. 1-7, 2018.

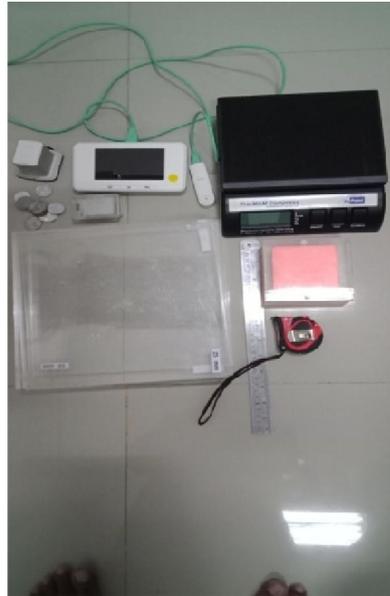
- [9] A. Smith. "Improving Patient Comfort in Mammography". *Hologic*, hal. 1-8, 2017.
- [10] H. M. Al-Naemi, O. B. Taha, A. O. Al-attar, M. A. Tarabieh, I. I. Abdallah, N. A. Iqeilan and A. E. Aly. "Evaluation of Mean Glandular Dose from Digital Mammography Exams at Qatar and Compared with International Guidelines Levels". *British Journal of Medicine & Medical Research*, Vol. 14, hal. 1-9, 2016.
- [11] Y. M. Y. Abdallah, A. O. Alamoudi, S. N. A. Elgak. "Appraisal of mean glandular dose (MGD) during mammography examinations". *International Journal of Advanced and Applied Sciences*, Vol. 4, hal. 49-51, 2017.
- [12] C. Pwamang, E. Sosu, C. Schandorf, M. Boadu, and V. Hewlett. "Assessment of Dose to Glandular Tissue of Patients Undergoing Mammography Examinations". *Journal of Radiology & Radiation therapy*, Vol. 4, hal. 1-5, 2016.
- [13] A. Ozsoy, E. Aribal, L. Araz, M. B. Erdogdu, A. Sari, I. Sencan, and N. Elmas. "Mammography Quality in Turkey: Auditors' Report on a Nationwide Survey". *J Radiol*, hal. 1-5, 2016.
- [14] E. M. Mikkelsen, S. H. Njor, I. Vejborg. "Danish Quality Database for Mammography Screening". *Clinical Epidemiology*, hal. 661-666, 2016.
- [15] M. Biegała, T. Jakubowska, K. Markowska. "Effect of anode/filter combination on average glandular dose in mammography". *Journal of Medical Physics*, Vol. 40, hal. 45-51, 2015.
- [16] J. C. Debono, A. E. Poulos. "Evaluating radiographers' diagnostic accuracy in screen-reading mammograms: what constitutes a quality study?". *Journal of Medical Radiation Sciences*, Vol. 62, hal. 23-31, 2014.
- [17] M. Zeeshan, B. Salam, Q. S. B. Khalid, S. Alam, R. Sayani. 2018. "Diagnostic Accuracy of Digital Mammography in the Detection of Breast Cancer". *Cureus*, Vol. 10, hal. 1-10, 2018.

- [18] R. Safitri dan E. Yufita. "Quality Control X Rays Mammography In The Effort Mitigation Increasing Number Of Cancer Patients". *Jurnal Natural*, Vol. 17, hal. 45-48, 2017.
- [19] J. S. Drukteinis, B. P. Mooney, C. I. Flowers, R. A. Gatenby. "Beyond Mammography: New Frontiers in Breast Cancer Screening". *The American Journal of Medicine*, Vol. 126, hal. 472-479, 2013.
- [20] International Atomic Energy Agency. Quality Assurance Program for Screen Film Mammography. *IAEA Human Health Series*, Vol. 2, hal. 125-148, 2009.
- [21] Peraturan Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) RI No. 2 Tahun 2018. Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional, 2018.
- [22] A. M. A. Elmola. "Assessment of Mean Glandular Dose for Patients in Mammography in some hospitals in Khartoum State". *Thesis submitted to Sudan Academy of Sciences in partial fulfillment of the requirements for the degree of M.Sc. in Medical Physics*, Omdurman Islamic University, 2011.
- [23] D. K. Lestari. "Studi Penentuan Kualitas Berkas Radiasi Pesawat Sinar-X Mammografi di RSUD Kota Makassar". Universitas Islam Negeri Alauddin Makassar, 2017.
- [24] D. Martina. "Uji Kolimator Pada Pesawat Sinar-X Merk/Type Mednif/SF-100BY di Laboratorium Fisika Medik Menggunakan Unit RMI". Universitas Negeri Semarang, 2015.
- [25] H. Dabukke. "Pengujian Iluminasi, Kolimasi, Ketegaklurusan, dan Kualitas Berkas Pesawat Sinar-X Radiografi Umum dengan Radiografi Mobile". Universitas Sumatera Utara, 2018.
- [26] E. S. Fajarini. "Estimasi Mean Glandular Dose (MGD) Pada Mamografi Computed Radiography (CR)". Universitas Indonesia, 2011.

- [27] S. Sidabutar. “Kontrol Kualitas Sistem Mamografi Digital: Direct Radiography (DR)”. Universitas Indonesia, 2012.
- [28] Fitriani, B. Abdullah, D. Tahir. “Measurement of X-Ray Beam Quality and Patient Dose Information from Analog and Mammography”. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, Vol. 546, hal. 1-6, 2019.
- [29] Fitriani, B. Abdullah, D. Tahir. “Studi Uji Kesesuaian Selisih Lapangan Kolimasi pada Pesawat Mamografi Analog dan Digital”. *Jurnal Fisika Flux*, Vol. 16 (2), hal. 97-102, 2019.
- [30] Fitriani, B. Abdullah, D. Tahir. “Determination of Suitability Test on Digital Mammography Using Several Parameters”. Naskah ini sedang disiapkan untuk dipublikasikan.

LAMPIRAN

Lampiran 1. Multimeter X-Ray, Derektor, Pantom, Meteran, koin, filter Al.



Lampiran 2. Pengukuran Uji Kualitas Berkas Sinar-X



Lampiran 3. Proses Eksposi



Lampiran 4. Pengukuran Uji Selisih Lapangan Kolimasi

